

**Providing Optimal Parameters for Car Seats (Pride) to Reduce Damage of the Knee Joint**Jamshidi N<sup>1</sup>, Moradi M.Z<sup>2</sup>, Abtahi S.M.A<sup>3</sup>, Karimi M.T<sup>4</sup>**Abstract**

**Purpose:** Due to the continuous use of pedal in duration of driving time, high external pressure in different knee flexion and extension angles on drivers' knee joint may be applied. These injuries include low back pain and knee pain. The comfortable and sufficiently spacious car sit, may influence the low back pain and knee pain associated by design and type of car seat.

**Methods:** In this study, various tests were conducted on four drivers, contact force between the pedals and driver' foot is measured by installing sensors on the clutch and brake pedal. The kinematic data is recorded by high-speed camera during pedaling. These data is used as inputs and the moment of knee joint while pedaling is obtained as outputs in the mathematical model attained by MATLAB SimMechanics software. The optimal seating positions is obtained by changing the parameters of the seat through coding and extracting the lowest torque put on knee joint.

**Results:** Using the pedal mechanism and optimization of chair parameters, this result shows that the height of Pride seat and the horizontal distance between the heel and the seat is shifted to 6cm and 9cm, respectively. Moreover, reducing the maximum internal knee-extension moment by around 10 to 15 percent.

**Conclusion:** Considering that pride seat can be moved to the front and rear position means that the horizontal distance between pedals and seat is changed. To improve driving of this vehicle, we can add a lever which is moveable seat height to 6 cm. This method have many advantage: Simply stated model, high-speed computing and the future of computing by a coefficient of spring and damper maybe applied to the muscles.

**Keywords:** Seat car; Torque, Clinical experiments, Knee joint, Modelling

Received:2015.07.11; Accepted:2016.04.08

**ارایه پارامترهای بهینه صندلی ماشین (پراید) جهت کاهش آسیب به مفصل زانوی راننده**

نیما جمشیدی<sup>۱</sup>، محمدزاهد مرادی<sup>۲</sup>، سید محمد علی ابطحی<sup>۳</sup>، محمد تقی کریمی<sup>۴</sup>

**هدف:** رانندگان بدلیل استفاده مداوم از کلاچ و ترمز در حین رانندگی نیروی فشاری خارجی زیاد و متناوبی در زوایای مختلف فلکشن و اکستنشن زانو، بر روی مفصل زانو وارد می کنند. که این آسیبها شامل بروز درد کمر و زانو می باشد. طراحی و نوع صندلی خودرو در راحتی و سلامت سرنشین و جلوگیری از دردهای عضلانی، کمر و زانو به طور مستقیم ارتباط دارد.

**روش بررسی:** در این پژوهش آزمایشهای مختلفی بر روی ۴ راننده بر روی صندلی پراید با نصب سنسور اندازه گیری نیرو زیر پای راننده و روی پدال کلاچ و ترمز، نیروی تماسی پدال ماشین و کف پای راننده اندازه گیری شده است. همزمان با دوربینهای سرعت بالا اطلاعات سینماتیکی حرکتی اندام تحتانی طی مراحل گرفتن کلاچ ثبت شده و به عنوان ورودی به مدل عضو تحتانی شبیه سازی شده توسط جعبه ابزار SimMechanics در محیط متلب اعمال شده و گشتاور مفصل زانو حین عمل پدالگیری به عنوان خروجی بدست می آید سپس با تغییر در پارامترهای صندلی از طریق کدنویسی، بهینه ترین حالت برای صندلی که در حین پدالگیری کمترین گشتاور به مفصل زانو وارد شود استخراج می شود.

**یافته ها:** با استفاده از مکانیزمهای پدال گیری و بهینه سازی پارامترهای صندلی این نتیجه حاصل می شود که اگر ارتفاع صندلی پراید ۶ سانتیمتر و فاصله افقی پاشنه تا نشیمن گاه ۹ سانتیمتر قابلیت جابجایی یابد می توان گشتاور وارده بر مفصل زانو را در حدود ۱۰-۱۵ درصد کاهش داد.

**نتیجه‌گیری:** با توجه به اینکه صندلی پرآید امکان حرکت به جلو و عقب یعنی تغییر فاصله افقی نشیمن‌گاه تا پدال را دارد می‌توان با اضافه کردن اهرمی که ۶ سانتیمتر قابلیت جابجایی ارتفاع نشیمن‌گاهی را بدهد شرایط بهتری را در رانندگی با این خودرو فراهم کرد. روش ارائه شده با توجه به راهکارهای در نظر گرفته شده در مطالعات قبلی دارای مزیت‌های بسیاری می‌باشد. سادگی مدل بیان شده، سرعت بالای محاسبات و همچنین در محاسبات آینده با اعمال ضریب فتر و دمپر، می‌توان نقش ماهیچه‌ها را اعمال نمود.

**کلمات کلیدی:** صندلی سرنشین خودرو، گشتاور، آزمایش‌های بالینی، مفصل زانو، مدل‌سازی  
**نویسنده مسئول:** نیم‌جامشیدی، [n.jamshidi@eng.ui.ac.ir](mailto:n.jamshidi@eng.ui.ac.ir)، [nima.jamshidi@gmail.com](mailto:nima.jamshidi@gmail.com)

آدرس: اصفهان، دانشگاه اصفهان، دانشکده فنی و مهندسی، گروه مهندسی پزشکی

- ۱- استادیار گروه مهندسی پزشکی، دانشکده فنی و مهندسی، دانشگاه اصفهان، اصفهان، ایران
- ۲- دانشجوی دکترای بیومکانیک، دانشکده فنی مهندسی، دانشگاه آزاد تهران مرکز، تهران، ایران
- ۳- کارشناسی ارشد گروه مکانیک، دانشکده فنی و مهندسی، دانشگاه اصفهان، اصفهان، ایران
- ۴- دانشیار گروه ارتوپدی، دانشکده توانبخشی، دانشگاه علوم پزشکی اصفهان، اصفهان، ایران

#### مقدمه

مفصل، نیروهای عضله، کار عضله) با راحتی کاربر را تایید می‌کرد(۱۰). Zhang و همکاران علاوه بر درک راحتی فردی عملکرد پدال کلاچ، همبستگی‌های ممکن بین درجه‌بندی فردی و پارامترهای بیومکانیک مانند زاویه مفصل، زمان و کار را جهت درک بهتر ناراحتی مرتبط با عملکرد پدال مورد بررسی قرار دادند. (۱۰).

Zenk و همکاران به ارزیابی توزیع بار بهینه بر اساس رابطه بین فشار وارده بر روی صندلی و احساس راحتی و ناراحتی فرد نشسته پرداختند که هدف از این تحقیق بررسی بارگذاری ستون فقرات در هنگام نشستن بر روی صندلی خودرو بود (۱۱). می‌توان جهت افزایش راحتی صندلی از تجربیات شخصی رانندگان استفاده کرد در این راستا Kamp با استفاده از طرح‌ها و افراد گوناگون میزان رضایت و راحتی صندلی را مورد بررسی قرار داده است (۱۲). Fenety و همکاران با تغییر در پشتی و تکیه‌گاه کمری صندلی‌های مختلف تاثیر آن را بر کاهش شتاب جانبی مورد بررسی قرار دادند (۱۳).

در پژوهش‌های انجام شده نیروهای وارده بر مفصل زانو در حین رانندگی و بهینه کردن پارامترهای صندلی به صورت جداگانه مورد بررسی قرار داده شده است در این پژوهش هدف این بود که با استفاده از مدل سینماتیک و دینامیک معکوس با تغییر در پارامترهای صندلی یک حالت بهینه از وضعیت صندلی و کمترین نیروی وارده بر مفصل زانو ایجاد شود.

رانندگان بدلیل استفاده مداوم از کلاچ و ترمز در حین رانندگی نیروی فشاری خارجی زیاد و متناوبی در زوایای مختلف خم و باز کردن زانو، بر روی مفصل زانو وارد می‌کنند که این نیروها زمینه‌های ناراحتی راننده در رانندگی طولانی مدت به همراه دارد و در طول زمان می‌تواند زمینه بروز بیماری‌های مزمن زانو و کمر باشد. از جمله عوامل بسیار مهم می‌توان به صندلی و پدال (کلاچ یا ترمز یا گاز) اشاره نمود.

Stein و همکاران، ۱۹۷۸ گام بلندی را در راستای دستگاه اندازه‌گیری و مدلسازی بدن و ارتباط آن با پشتی صندلی برداشتند (۱). Kyung و همکاران مطالعاتی را بر مبنای امتیازدهی کاربران از جهت آسودگی و کاهش فشار بر ستون فقرات، شوک و لرزش کل بدن را در حین رانندگی انجام دادند (۲). م. طالع‌ات دیگری بر روی اثر و جهت فشار وارد بر پدال در رانندگانی که پس از سکتة مغزی رانندگی می‌کردند انجام گرفت (۳). تحقیقاتی در مورد ارتباط طراحی پدال با عملکرد بیومکانیکی بدن نیز انجام شده است (۴). به علاوه در بسیاری از مطالعات راحتی و ناراحتی تنها با استفاده از روش ارزیابی فردی انجام شده است (۵-۷). راحتی و ناراحتی معمولاً با کمک یک مقیاس درجه‌بندی و یا یک پرسشنامه سنجیده شده است (۸، ۹). تحقیقاتی جالبی جهت پیدا کردن، ارتباط‌های ممکن بین ارزیابی فردی راحتی و ناراحتی و پارامترهای طراحی پدال انجام شد تا پدال‌های راحت‌تری طراحی شوند. این تحقیقات ارتباط پارامترهای بیومکانیکی (مثلاً زاویه‌های

## روش بررسی

در این پژوهش آزمایشهای مختلفی بر روی ۴ راننده با ویژگی‌های سنی و آنتروپومتریکی متفاوت بر روی صندلی پراید به منظور اندازه‌گیری نیروی تماسی پدال ماشین و کف پای راننده انجام گرفته شده است. برای این کار ابتدا یک سنسور اندازه‌گیری نیرو زیر پای راننده و روی پدال کلاچ و ترمز نصب و از طریق یک دستگاه ثبات نیرو، نیروی وارده روی پدال اندازه‌گیری شده است. سپس با فیلمبرداری از نمای جانبی زوایای حرکتی طی مراحل مختلف بدست آمده و از طریق ایجاد یک مدل سیمولینک شده از بدن گشتاور مفصل زانو محاسبه شده است. به منظور بهینه کردن پارامترهای صندلی کدنویسی انجام شده است. کد این برنامه به صورتی خواهد بود که بتواند با تغییر پارامترهای صندلی گشتاور مفصل زانو را محاسبه و با گشتاور مدل سیمولینک شده مقایسه کند و این کار را تا زمانی که کمترین گشتاور بدست آید انجام دهد و پارامترهای بهینه صندلی خروجی آن باشد. با توجه به اینکه در مدل سیمولینک شده، ممان اینرسی و نیروهای عضوهای دیگر بدن در نظر گرفته شده خروجی آن به واقعیت نزدیکتر می‌باشد به همین دلیل در قسمت پایانی اندازه بهینه شده صندلی در مدل سیمولینک شده قرار داده می‌شود تا گشتاور حاصل با حالت اولیه مقایسه شود. با توجه به احتمال انحراف افراد در حین رانندگی صفحه sagittal برای هر فرد نسبت به خود فرد تنظیم شده - است. در این طرح از ۴ نفر با آنتروپومتري‌های متفاوت که مشخصات آنها در جدول ۱ نشان داده شده است به عنوان نمایندگان جامعه رانندگان استفاده گردیده که هر کدام روی یک صندلی با وضعیت پدال‌های تقریباً مشابه مورد مطالعه و بررسی قرار گرفته شده‌اند، جهت فشردن پدال در این ماشین‌ها، پا از حالت با زاویه حدود ۱۰۰ شروع به extension می‌نماید. با توجه به مطالعات انجام شده داده- برداری از ۴ نفر انجام شده که مشخصات آنها در جداول ۱ و ۲ آورده شده است. با توجه به آرایه مدل در این تحقیق قابلیت شبیه‌سازی و مدلسازی بدن را برای هر فرد دیگری دارا می‌باشد. هدف این مطالعه آرایه مدل و ارزیابی آن برای چند نمونه بوده است.

شاخص جرم بدن یا شاخص توده بدنی یک نمایه سنجشی آماری برای مقایسه وزن و قد یک فرد است و در جامعه مورد بررسی پارامتر مقایسه‌ای قابل اعتماد و ارجاعی

خواهد بود. همچنین این سنجش، ابزاری مناسب برای تخمین سلامت وزن فرد با توجه به قدش نیز هست. برای تخمین ممان اینرسی حول مرکز جرم نیز از فرمول ۱ ارائه گردیده استفاده شد (۱۴). در این فرمول  $L$  و  $M$  به ترتیب طول و جرم عضو مورد نظر می‌باشد.

$$I_{cm} = 0.09ML^2 \approx \frac{1}{12}ML^2 \quad (1)$$

بلوک دیاگرام مراحل انجام این پژوهش در شکل ۱ رسم شده است

## ثبت اطلاعات آزمایشگاهی

## ۱- ثبت اطلاعات سینماتیکی

اطلاعات، به طور کلی مربوط به حرکت بدن و اطلاعات موقعیت بدن از جمله تغییر مکان، جهت، سرعت و شتاب اعضا در نمودار زمان می‌باشد. برای جمع‌آوری اطلاعات حرکتی از وسایلی همچون دوربین‌های سرعت بالا برای ثبت اطلاعات مربوط به سینماتیک حرکت و عکس‌برداری با فرکانس بالا برای اندازه‌گیری سرعت لحظه‌ای استفاده نمود. این جمع‌آوری اطلاعات سینماتیکی ممکن است در فضای دو یا سه بعدی صورت پذیرد. برای اندازه‌گیری در فضای سه بعدی، بیش از یک دوربین مورد نیاز است. در جمع‌آوری داده‌هایی که از تصویربرداری کالیبره شده در فضای سه بعدی بدست می‌آید بیشترین دقت صورت پذیرفته که حرکت مدل را از زوایای مختلف مورد بررسی قرار می‌دهد (شکل ۲).

در این روش فیلمبرداری، نشانه‌هایی روی بدن فرد مورد مطالعه قرار داده و تصاویر جمع‌آوری شده به صورت فریم‌هایی در فواصل زمانی معین در رایانه ذخیره می‌گردند، نرم افزار تخصصی مربوطه در فضای کالیبره شده قادر به محاسبه ارتباط بین موقعیت‌های ثابت و حرکت در هر لحظه خواهد بود، بدین ترتیب امکان بدست آوردن مسیر حرکتی اعضا فراهم می‌گردد. در این روش خطاهایی هم وجود دارد که به حرکت نسبی نشانه‌ها در روی بدن و خطاهای مربوط به اندازه‌گیری شتاب و انتقال اطلاعات به رایانه است. انجام این کار خود روندی بسیار پیچیده است و نیاز به دقت بالا و سخت‌افزارهای پیشرفته و گران قیمتی از جمله دوربین‌های فیلمبرداری با فرکانس بالا و قابل تنظیم و پردازشگرهای قوی، دارد. از همه مهمتر کالیبراسیون فضای حرکتی مدنظر در تجزیه و تحلیل‌ها کاری بسیار مهم و پیچیده است. در این تحقیق، جمع‌آوری

جدول ۱: مشخصات افراد مورد مطالعه

راننده	وزن (کیلوگرم)	قد (سانتیمتر)	شاخص جرم بدن (کیلوگرم بر متر به توان دو)	طول ران (سانتیمتر)	طول ساق (سانتیمتر)	وزن ران (کیلوگرم)	وزن ساق (کیلوگرم)
۱	۸۴	۱۸۳	۲۴/۸۱۶۷	۹۳/۵۱۳	۴۵/۵۹۳	۸/۴	۳/۹۰۶
۲	۶۸	۱۷۸	۲۱/۴۶۱۹	۹۰/۹۵۸	۴۸/۲۳۸	۶/۸	۳/۱۶۲
۳	۷۳	۱۷۲	۲۴/۶۷۵۵	۸۷/۸۹۲	۴۶/۶۱۲	۷/۳	۳/۳۹۴
۴	۹۸	۱۷۱	۳۳/۵۱۴۴	۸۷/۳۸۱	۴۶/۳۴۱	۹/۸	۴/۶۶۷
میانگین	۸۰/۷۵	۱۷۶	۲۶/۱۱۷۱	۸۹/۹۳۶	۴۶/۶۹۶	۸/۱	۳/۷۸۲

شاخص جرم بدن از تقسیم جرم فرد برحسب کیلوگرم بر توان دوم قد فرد برحسب متر حاصل می‌شود

جدول ۲: میانگین مشخصات عضوهای چهار راننده

عضو	جرم (کیلوگرم)	طول عضو (متر)	مرکز جرم از ریشه اندام (متر)	ممان اینرسی (کیلوگرم متر مربع)	ارزش احتمال
ران	۶/۱ ± ۳/۴	۰/۰ ± ۹/۲۰	۰/۰ ± ۵/۲۰	۰/۰ ± ۶۰/۱۰۰	۰/۵۱
ساق	۳/۱ ± ۵۰/۲	۰/۰ ± ۵/۱۲	۰/۰ ± ۳/۱۰	۰/۰ ± ۰۸/۰۱۰	۰/۶۳
تنه	۴۰/۲ ± ۰/۳	۰/۰ ± ۹/۱۵	۰/۰ ± ۵/۲۰	۳/۰ ± ۰۰/۵۰۰	۰/۵۷
کف پا	۱/۰ ± ۳۸/۵	۰/۰ ± ۳/۱۰	۴۰/۰ ± ۰/۰۳	۰/۰ ± ۰۱/۰۰۱	۰/۴۸



شکل ۱: بلوک دیاگرام مراحل انجام کار



شکل ۲: فضای آزمایشگاه و دوربین‌های مورد استفاده جهت ثبت اطلاعات سینماتیکی

SimMechanics در محیط متلب در (شکل ۶) نشان داده شده است. بلوک‌های B6, B5, B4, B3, B2, B1, B7, به ترتیب بیانگر کف پا چپ، پای چپ، ران چپ، بالاتنه، ران راست، پای راست، کف پای راست هستند. بلوک‌های Revolute2, Revolute3, Revolute4, Revolute5, Revolute6, Revolute7 و Revolute8 به ترتیب بیانگر مفصل قوزک پا چپ، زانوی چپ، زانوی راست، لگن راست و لگن چپ و قوزک پای راست هستند. بلوک‌های Joint Actuator و Sensor و IC به ترتیب بیانگر فعال کننده، گیرنده و شرایط اولیه مفاصل هستند.

### تنظیم پارامترهای صندلی

دو پارامتر اصلی که بطور مستقیم در پدال گیری و میزان گشتاور وارده بر مفصل زانو تاثیر دارد ارتفاع نشیمن گاهی و فاصله نشیمن گاهی از پاشنه راننده است. به همین دلیل این دو پارامتر جهت بهینه کردن مورد بررسی قرار گرفت. ابتدا از طریق سیمولینک با نرم افزار MATLAB version 7.10.0499(R2010) میزان گشتاور اعمال شده به مفصل زانو محاسبه و از طریق تغییر دو پارامتر ذکر شده میزان گشتاور مجدداً اندازه گیری شد سپس از طریق کد نویسی با نرم افزار MATLAB version 7.10.0499 (R2010) و قرار دادن در یک حلقه برنامه- نویسی میزان این پارامترهای بهینه گردیده است. در (شکل ۷) خروجی گرافیکی مدل سازی نشان داده شده است.

### یافته‌ها

با تنظیم پارامترهای صندلی می توان فعالیت‌های ماهیچه‌ای و نیروهای وارد بر مهره‌های کمر را کاهش داد. با نشستن طولانی مدت بر روی صندلی ماشین بیشترین نیرو بر مهره چهارم و پنجم پایین کمر (L4 و L5) راننده وارد می شود. در این تحقیق اثر منفعل ماهیچه‌های چهار سر ران بر روی عمل پداگیری به صورت فتر و دمپر بر روی مفصل زانو پیاده سازی گردید. اما از آنجایی که اثر منفعل ماهیچه‌ها بسیار ناچیز می باشد. در این تحقیق از اعمال اثر ماهیچه‌ها صرف نظر شده است و نتایج بدست آمده تفاوت چشمگیری با نتایج واقعی نداشته است. استفاده از تغییرات در پارامترهای صندلی می توان کمترین میزان گشتاور وارده به مفصل زانو را محاسبه نمود. این محاسبات بر اساس مدل

و اندازه گیری اطلاعات سینماتیکی حرکت به کمک تکنیک‌های فیلمبرداری و دوربین‌های Oqus +5 مشخصات 4Mp & 180 fps و تحلیل در نرم افزار Qualisys 2.7 build 771 تجزیه و تحلیل انجام گردید. همچنین از طریق قرار دادن صفحه سنجش نیرو میزان نیروی وارده بر کف پا در حین پدال گیری محاسبه گردید (شکل ۳ الف الی ج). با توجه به اینکه امکان جابجای صفحه سنجش نیرو و انتقال آن بر روی پدال وجود نداشت سیستم کلاچ و پدال به صورت مجزا به آزمایشگاه انتقال داده شد و با اتصال یک میله در امتداد پدال کلاچ در هنگام پدال گیری نیرو وارده از پا به کلاچ به صفحه سنجش نیرو منتقل شد. سپس با استفاده از نرم افزار آنالیز حرکت و داده‌های سینماتیکی بدست آمده، گشتاور اعمال شده محاسبه گردیده و با گشتاورهای بدست آمده از مدل ریاضی مقایسه شده است. مکانیزم کلاچ و ترمز خودروی پراید در (شکل ۴) نشان داده شده است، نیروی وارده بر کف پا در (شکل ۵) نشان داده شده است.

### فرضیات مدل سازی

این مطالعه نشان داد که در حین پدال گیری، مسیرهای نیرو در هر دو صفحه (sagittal و frontal) و هر دو شرایط (میل‌لنگ-ثابت و میل‌لنگ-متحرک) به خوبی توسط خطوط راست توصیف شد که مؤید اولین فرضیه ما است. همچنین با توجه به اینکه تغییرات زاویه مچ پا در حین پدال گیری و تاثیر آن بر مفصل زانو ناچیز است صرف نظر شده است. دیگر فرضیات اعمال شده در این تحقیق عبارت است از:

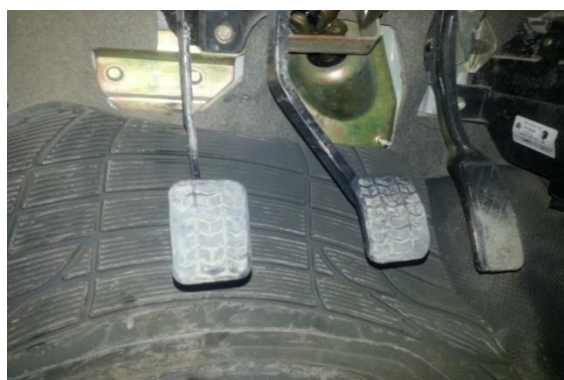
- از مدل کردن شصت پا صرف نظر شده است.
- عضوهای بدن به صورت صلب در نظر گرفته شده است.
- اثر غیرفعال عضلات در تخمین گشتاور در مفصل زانو در نظر گرفته نشده است.
- تمامی مفاصل بدن به صورت لولایی و بدون اصطکاک در نظر گرفته شده‌اند.
- طول عضوها در هنگام پدال گیری ثابت فرض شده است.
- مدل سازی در صفحه sagittal انجام شده است.

### توصیف مدل رانندگی

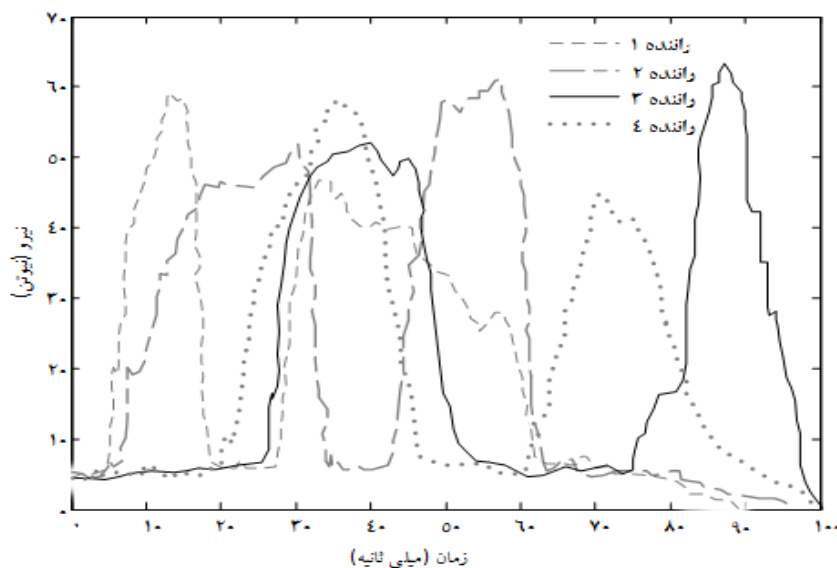
مدل نه سگمندی شبیه سازی شده از حرکت دو پای کاربر در حین رانندگی با استفاده از جعبه ابزار



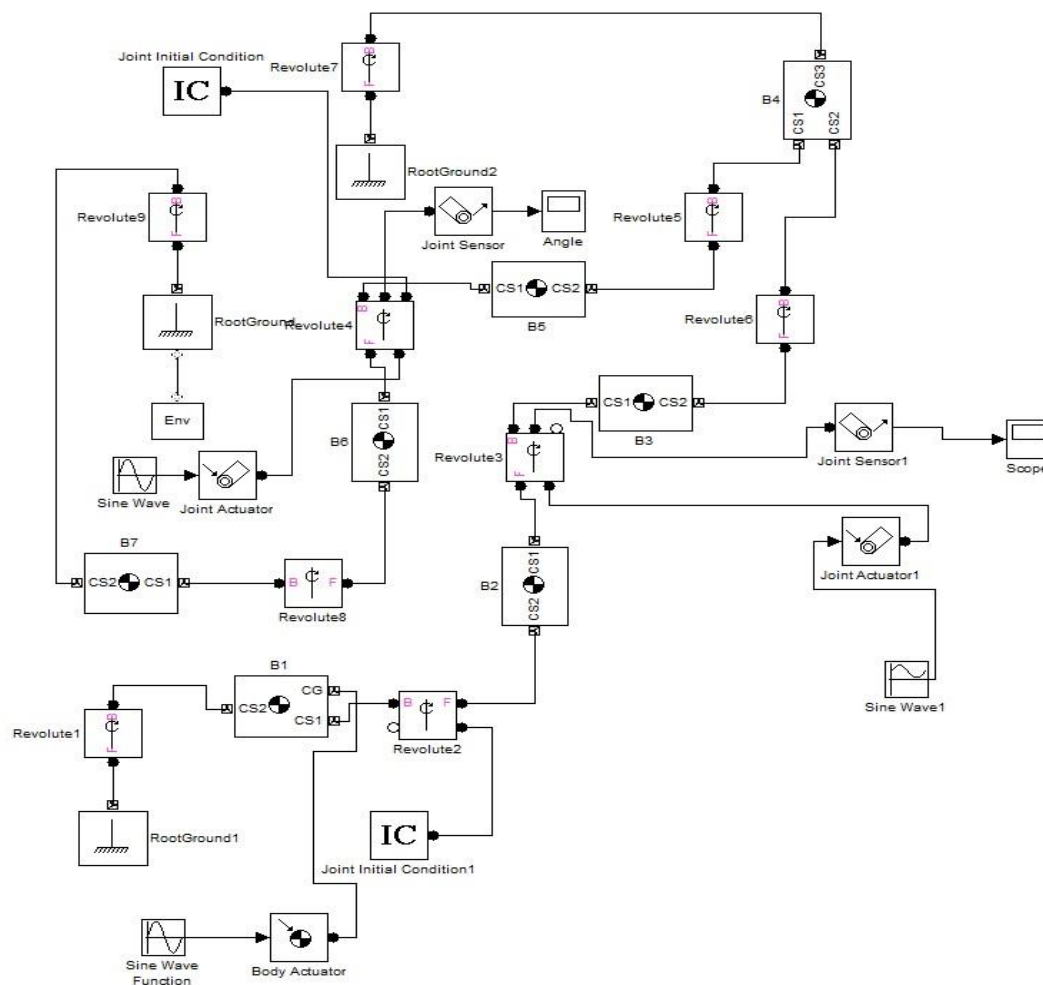
شکل ۳: چرخه پدال‌گیری، مارکرگذاری مفاصل، ثبت اطلاعات سینماتیکی و نیرو در نمای sagittal (الف) ابتدای مرحله پدال‌گیری (ب) مرحله میانی از پدال‌گیری (ج) مرحله پایانی از پدال‌گیری



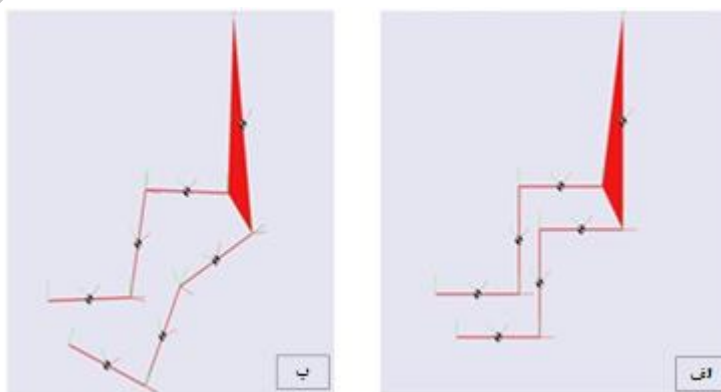
شکل ۴: مکانیزم کلاچ و ترمز از خودروی پراید



شکل ۵: نیروی وارده بر کف پا راننده شماره ۱ الی ۴ در حین پدال‌گیری



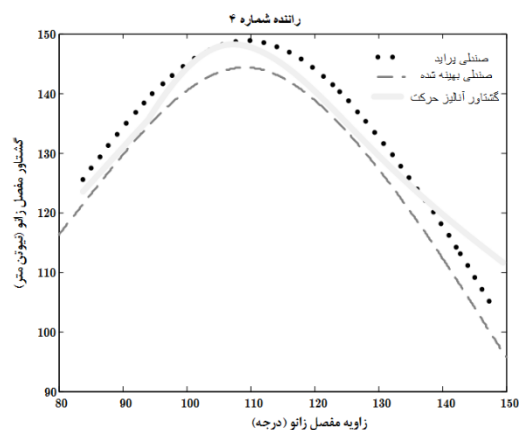
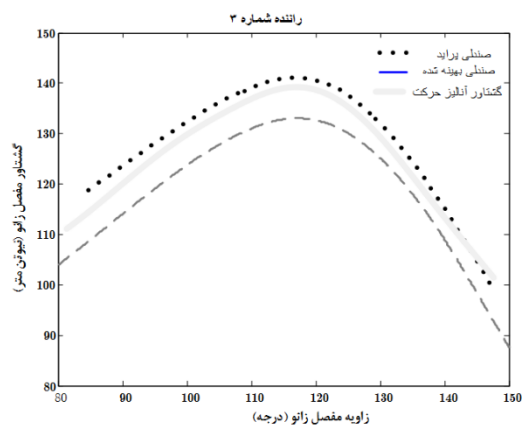
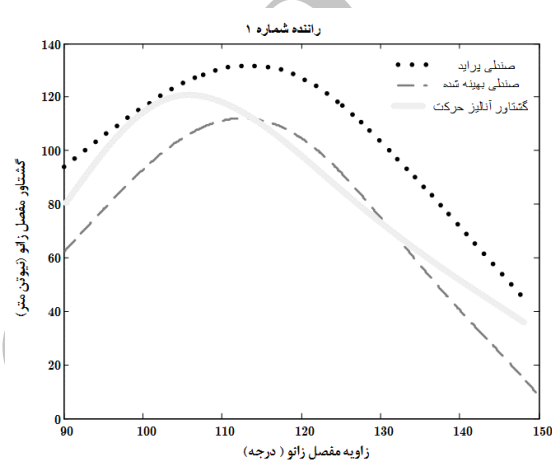
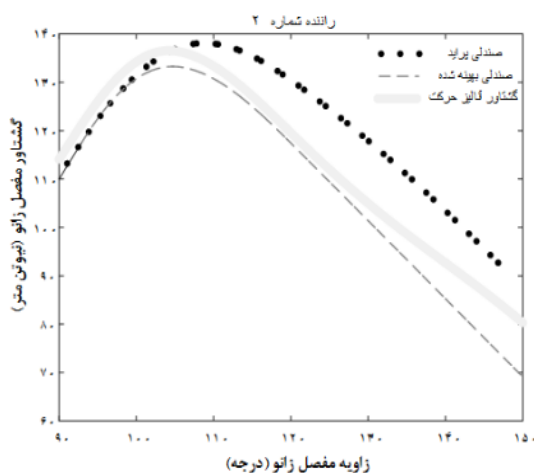
شکل ۶: مدل نه سگمندی شبیه‌سازی شده از حرکت دو پای کاربر در حین رانندگی با استفاده از جعبه ابزار SimMechanics در محیط متلب. بلوک‌های B1، B2، B3، B4، B5، B6، B7، به ترتیب بیانگر کف پا چپ، پای چپ، ران چپ، بالاتنه، ران راست، پای راست، کف پای راست هستند. بلوک‌های Revolute2، Revolute3، Revolute4، Revolute5، Revolute6، Revolute7، Revolute8 و Revolute9 به ترتیب بیانگر مفصل قوزک پا چپ، زانوی چپ، زانوی راست، لگن راست و لگن چپ و قوزک پای راست هستند. بلوک‌های Joint Actuator، Joint Sensor و IC به ترتیب بیانگر فعال کننده، گیرنده و شرایط اولیه مفاصل هستند.



شکل ۷: مدل‌سازی چرخه پدال‌گیری جهت استخراج اطلاعات سینتیکی (الف) حالت ابتدایی پدال‌گیری (ب) حالت نهایی پدال‌گیری

جدول ۳: اطلاعات خروجی از کد نویسی برنامه مطلب جهت تنظیم

راننده	ارتفاع بهینه صندلی	فاصله افقی پاشنه تا نشیمنگاه
۱	۳۲	۹۱
۲	۳۲	۸۷
۳	۳۴	۸۳
۴	۳۵	۸۲



شکل ۸: نمودار مقایسه گشتاور بر حسب باز شدن مفصل زانو ۴ راننده در حالت استفاده از صندلی پراید و صندلی بهینه سازی شده. اطلاعات آنترپومتریکی رانندگان در (جدول ۱) آورده شده است.

فاصله افقی نشیمن‌گاه تا پاشنه ۸۶ سانتیمتر (جدول ۳). بعد از قرار دادن پارامترهای بهینه شده صندلی در مدل سیم‌مکانیک مجدداً گشتاورها محاسبه شد. که از مقایسه این گشتاورها نشان داد با تغییر اندکی در صندلی پراید می‌توان گشتاور وارده بر مفصل زانو در حین پدال‌گیری را

حلقه تکنیک‌برداری در تجزیه و تحلیل زنجیره حرکتی بسته Denavit-Hartenberg در ارائه پارامترهای طراحی صندلی راننده انجام شده است (۱۵،۱۶) که نتایج آن برای هر یک از راننده‌ها به شرح زیر می‌باشد: مشخصات صندلی پراید: ارتفاع نشیمن‌گاهی برابر ۳۱ سانتیمتر و



کاهش داد (شکل ۸).

### بحث و نتیجه گیری

برای سلامت و راحتی راننده باید وضعیت کلاچ-گیری در نزدیکی انبساط کامل زانو، با یک کلاچ نرم و زاویه پدال گیری کوچک بوده تا حتی الامکان مفصل تحت بار، مجبور به حرکت در محدوده بزرگی نباشد که به معنی جلوگیری از بروز اصطکاک در حین حرکت است. همچنین پیشنهاد فراهم نمودن محیطی برای قرارگیری زانو به نحوی که مفصل، در حین فعالیت راننده به صورت فلکشن قرار نگیرد احساس راحتی بیشتری را برای راننده فراهم خواهد کرد. باید در نظر داشت که آنچه در طراحی ارگونومیکی از اهمیت فراوانی برخوردار خواهد بود طراحی بر مبنای آنترپومتری های جامعه هدف است، یک طراح ارگونومی نمی تواند از مشخصات آنترپومتریکی یک جامعه برای طراحی های جامعه هدف استفاده نماید.

در این تحقیق با بررسی گشتاور ایجاد شده در حین پدال گیری در مفصل زانو در خودروی پراید سعی شد با تغییر پارامترهای صندلی این گشتاورها را کاهش داد. که با استفاده از مکانیزم های پدال گیری و تنظیم پارامترهای صندلی این نتیجه حاصل شد که اگر ارتفاع صندلی پراید ۶ سانتیمتر و فاصله افقی پاشنه تا نشیمن گاه ۹ سانتیمتر قابلیت جابجایی یابد می توان گشتاور وارده بر مفصل زانو را در حدود ۱۰-۱۵ در صد کاهش داد. که این می تواند سلامت بیشتری برای راننده خودرو فراهم کند. همچنین با اندازه گیری ابعاد داخل کابین پراید مشخص شد که این تغییر در پارامترهای صندلی را می توان با تغییر جزئی در فضای داخلی انجام داد و ابعاد کلی خودرو تغییر نخواهد کرد. با توجه به اینکه خود صندلی پراید امکان حرکت به جلو و عقب یعنی تغییر فاصله افقی نشیمن گاه تا پدال را دارد می توان با اضافه کردن اهرمی که ۶ سانتی متر قابلیت جابجایی ارتفاع نشیمن گاهی را بدهد شرایط بهتری را در رانندگی با این خودرو فراهم کرد. برتری روش ارائه شده با توجه به راهکارهای در نظر گرفته شده در مطالعات قبلی دارای مزیت های بسیاری می باشد. سادگی مدل بیان شده، سرعت بالای محاسبات و همچنین در محاسبات آینده با اعمال ضریب فتر و دمپر، می توان نقش ماهیچه ها را اعمال نمود.

یکی از مواردی که در ضعف این تحقیق تعداد کم رانندگان مورد آزمایش و همچنین عدم انجام آزمایش بر روی راننده زن است. با توجه به عدم دسترسی به صفحه سنجش نیرو قابل حمل از صفحه سنجش نیروی استفاده شد که به طور ثابت، در زمین پیچ شده بود که برای اندازه گیری نیروی وارده بر کف پا تغییراتی در سیستم پدال ایجاد شد و نیرو از طریق یک میله که در شکل ۳ نشان داده شده است به صفحه سنجش نیرو منتقل و سپس از طریق گشتاورگیری، نیروی وارد بر کف پا محاسبه شد که این باعث ایجاد مقداری خطا در انجام آزمایش شد. پیشنهاد می شود در انجام تحقیقات مشابه بر روی تعداد بیشتری آزمایش از جنس مذکر و مونث انجام شود و از صفحه سنجش نیرو قابل حمل استفاده شود. همچنین می توان علاوه بر ایجاد تغییرات در پارامترهای صندلی جهت فراهم نمودن راحتی بیشتر برای راننده به تغییر در وضعیت قرار گیری پا و مکانیزم پدال گیری پرداخت، لازم به ذکر است با توجه به اینکه حجم زیادی از فضایی که پاهای راننده در آن قرار می گیرد را سیستم پدال ها اشغال کرده است تغییر در مکانیزم پدال ها و کوچک کردن این سیستم باعث باز شدن این فضا و ایجاد ایمنی بیشتر برای راننده در هنگام بروز تصادفات را در بر خواهد داشت.

### منابع

1. Stein GJ, Múčka P, Chmúrny R, Hinz B, Blüthner R. Measurement and modelling of x-direction apparent mass of the seated human body-cushioned seat system. *Journal of biomechanics* 2007; 40(7): 1493-503.
2. Kyung G, Nussbaum MA, Babski-Reeves K. Driver sitting comfort and discomfort (part I): Use of subjective ratings in discriminating car seats and correspondence among ratings. *International Journal of Industrial Ergonomics* 2008; 38(5): 516-25.
3. Rogers LM, Brown D, Gruben K. Foot force direction control during leg pushes against fixed and moving pedals in persons post-stroke. *Gait & posture* 2004; 19(1): 58-68.
4. Sanders MS, McCormick EJ. Human factors in engineering and design: Emerald Group Publishing Limited; 1998.

5. Trevelyan FC, Legg SJ. The prevalence and characteristics of back pain among school children in New Zealand. *Ergonomics* 2010; 53(12): 1455-60.
6. Giacomini J, Quattrocchi S. An analysis of human comfort when entering and exiting the rear seat of an automobile. *Applied Ergonomics* 1997; 28(5): 397-406.
7. Buckle P, Fernandes A. Mattress evaluation—assessment of contact pressure, comfort and discomfort. *Applied Ergonomics* 1998; 29(1): 35-9.
8. Shen W, Parsons KC. Validity and reliability of rating scales for seated pressure discomfort. *International Journal of Industrial Ergonomics* 1997; 20(6): 441-61.
9. OBOKN B, Clarke M. The development of questionnaire surveys for the investigation of passenger comfort. *Ergonomics* 1973; 16(6): 855-69.
10. Zhang L, Helander MG, Drury CG. Identifying factors of comfort and discomfort in sitting. *Human Factors: The Journal of the Human Factors and Ergonomics Society* 1996; 38(3): 377-89.
11. Zenk R, Franz M, Bubb H, Vink P. Technical note: spine loading in automotive seating. *Applied ergonomics* 2012; 43(2): 290-5.
12. Kamp I. The influence of car-seat design on its character experience. *Applied ergonomics* 2012; 43(2): 329-35.
13. Fenety PA, Putnam C, Walker JM. In-chair movement: validity, reliability and implications for measuring sitting discomfort. *Applied ergonomics* 2000; 31(4): 383-93.
14. Chaffin DB. Occupational biomechanics—a basis for workplace design to prevent musculoskeletal injuries. *Ergonomics* 1987; 30(2): 321-9.
15. Mizrahi J. Mechanical Impedance and Its Relations to Motor Control, Limb Dynamics, and Motion Biomechanics. *Journal of medical and biological engineering* 2015; 35(1): 1-20.
16. Niku SB. *Introduction to robotics: analysis, systems, applications*: Prentice Hall New Jersey; 2001.